

## ⑫ 公開特許公報(A) 平1-274771

⑤ Int. Cl.<sup>4</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑬ 公開 平成1年(1989)11月2日

A 61 M 16/10  
B 01 D 53/04  
C 01 B 13/02B-6840-4C  
B-8516-4D  
A-6939-4G

審査請求 未請求 請求項の数 3 (全5頁)

⑭ 発明の名称 医療用酸素濃縮装置

⑯ 特 願 昭63-101320

⑰ 出 願 昭63(1988)4月26日

⑱ 発 明 者	佐 藤 暢	鳥取県米子市旗ヶ崎2560番地
⑲ 発 明 者	高 野 和 潔	岡山県赤磐郡瀬戸町寺地783番地
⑳ 出 願 人	山陽電子工業株式会社	岡山県岡山市長岡4番地73
㉑ 出 願 人	佐 藤 暢	鳥取県米子市旗ヶ崎2560番地
㉒ 出 願 人	新技術開発事業団	東京都千代田区永田町2丁目5番2号
㉓ 代 理 人	弁理士 杉村 暁秀	外1名

## 明 細 書

1. 発明の名称 医療用酸素濃縮装置

2. 特許請求の範囲

1. 吸着床と、この吸着床の導入口に第1の電磁弁を介して連結したコンプレッサと、前記導入口を選択的に大気に開放する第2の電磁弁と、人の呼吸の相を検出するセンサと、このセンサの出力に基づいて各呼吸サイクルにおいて吸気に同期して前記吸着床に前記コンプレッサからの圧縮空気を導入し、次にその圧縮空気の導入を停止した後前記吸着床の導入口を大気に開放するように、前記第1および第2の電磁弁を制御する制御手段とを具え、前記吸着床に対する圧縮空気の導入期間およびそれに続く停止期間において前記吸着床から酸素濃縮ガスを産出させると共に、その後の大気開放期間において前記吸着床をバージするよう構成したことを特徴とする医療用酸素濃縮装置。

2. 前記吸着床の排出口に生成ガス用サージタ

ックを介してチェックバルブを連結し、このチェックバルブを通して酸素濃縮ガスを取り出すよう構成すると共に、該チェックバルブのプッシュスルー圧力により取り出しガス量とバージガス量とを調節し得るよう構成したことを特徴とする請求項1記載の医療用酸素濃縮装置。

3. 前記吸着床の排出口に生成ガス用サージタックを介して電磁弁を連結し、この電磁弁を前記センサの出力に基づいて前記制御部により各呼吸サイクルの吸気に同期して開放して該電磁弁を通して酸素濃縮ガスを取り出すよう構成すると共に、該電磁弁の開放時間を制御して取り出しガス量とバージガス量とを調節し得るよう構成したことを特徴とする請求項1記載の医療用酸素濃縮装置。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

この発明は、圧力変動吸着型の医療用酸素濃縮装置に関する。

(従来の技術)

圧力変動吸着型の医療用酸素濃縮装置は従来種々のものが提案されており、例えば、特公昭57-5571号公報には、2つの吸着床を用い、一方の吸着床における吸着サイクルの期間中に該吸着床によって生成された酸素濃縮ガスの一部を他方の吸着床のバージに用いるようにして、これら各吸着床の動作サイクルを交互に行なうようにしたものが開示されている。この酸素濃縮装置によれば、各吸着床が比較的小容量であっても、これらが互いにバージされるので所望濃度の酸素濃縮ガスを産出できる利点がある。

また、特公昭57-52090号公報には40~80メッシュの比較的小さい粒子の吸着剤を、直径と長さに関係を有する吸着床に充填して各工程の操作に流れ抵抗を生じさせるようにし、この吸着床に短時間圧縮空気を導入した後、所定の停止時間経過後導入口を大気に開放して減圧することにより、圧縮空気導入期間および停止期間において酸素濃縮ガスを得ると共に、大気開放期間におい

て圧力差により吸着床内に逆向きの流れを生じさせて吸着剤をバージするようにした医療用酸素濃縮装置が開示されている。この医療用酸素濃縮装置によれば、圧縮空気導入期間、停止期間および大気開放期間より成る吸着床の動作1サイクルを3~30秒と極めて短時間とすることができ、したがって全体として吸着剤単位重量当りの生成ガスの生産量を比較的高くでき、装置全体の小型軽量化が図れるという利点がある。また、特公昭57-44361号公報には、複数の吸着床を用い、各吸着床の動作1サイクルを圧縮空気導入期間、停止期間、大気開放期間および生成物再加圧期間として、この動作サイクルを吸着床間でタイミングをずらして設定し、ある吸着床の圧縮空気導入期間に産出される生成ガスの一部を、大気開放期間にある他の吸着床におけるバージガスとして用いると共に、生成物再加圧期間にある他の吸着床における生成物再加圧ガスとして用いるようにした医療用酸素濃縮装置が開示されている。

一方、上記のような医療用酸素濃縮装置を用い、

該装置によって生成される濃縮酸素ガスを電磁弁等を介して呼吸器や循環器系の疾患患者等に呼吸に同調して供給するようにした呼吸同調式酸素供給装置も従来種々提案されている。例えば、特公昭62-54023号公報には呼吸気流から生成した電気信号に基づいた呼吸相から吸気相に移るタイミング信号にตอบสนองして電磁弁を介して各吸気相の期間に酸素濃縮ガスを供給するようにした酸素ガス供給装置が開示されている。

(発明が解決しようとする課題)

しかしながら、上述した従来の医療用酸素濃縮装置にあっては、患者の呼吸動作とは無関係に独立して作動するよう構成されているため、例えば生成ガスを患者が必要としない時期にそのガスを吸着床のバージに活用できなかつたり、患者の方へ大量に生成ガスを使った時期には吸着床の方へは同時に十分量のガスがバージに廻らないということが起り、効率化に時間的なむらが生じるという問題がある。また、このような問題を解決する方法として、吸着床で生成される酸素濃縮ガスを

貯留するサージタンクの容量を大きくすることが考えられるが、このようにすると装置全体が大型となり、また高価になるという問題がある。

この発明は、このような従来の問題点に着目してなされたもので、酸素濃縮ガスを効率良く常に安定して産出できると共に、装置全体を小型にできるよう適切に構成した医療用酸素濃縮装置を提供することを目的とする。

(課題を解決するための手段および作用)

上記目的を達成するため、この発明では吸着床と、この吸着床の導入口に第1の電磁弁を介して連結したコンプレッサと、前記導入口を選択的に大気に開放する第2の電磁弁と、人の呼吸の相を検出するセンサと、このセンサの出力に基づいて各呼吸サイクルにおいて吸気に同期して前記吸着床に前記コンプレッサからの圧縮空気を導入し、次にその圧縮空気の導入を停止した後前記吸着床の導入口を大気に開放するように、前記第1および第2の電磁弁を制御する制御手段とを具え、前記吸着床に対する圧縮空気の導入期間およびそれ

BEST AVAILABLE COPY

に続く停止期間において前記吸着床から酸素濃縮ガスを産出させると共に、その後の大気開放期間において前記吸着床をバージするよう構成する。

(実施例)

第1図はこの発明の第1実施例を示すものである。この実施例では1個の吸着床1を用い、その導入口1aを第1の電磁弁2および空気タンク3を介してコンプレッサ4に連結すると共に、第2の電磁弁5およびサイレンサ6を介して大気に開放し得るようにする。吸着床1の排出口1bは生成ガス用サージタンク7およびチェックバルブ8を介して鼻カニューラ9に連結し、この鼻カニューラ9を通して患者10に酸素濃縮ガスを供給するようにする。また、患者10の呼気、吸気を検出するためのセンサ11を設け、このセンサ11の出力に基づいて増幅器12および制御部13を介して第1、2の電磁弁2、5の駆動を制御するようにする。なお、センサ11は呼気、吸気の気流の温度差を検出する熱電対、サーミスタ、熱電センサ等を用いる他、温度の変化を検出する温度センサあるいは圧力の

変化を検出する圧力センサを用いることもできるし、また筋電計を用いて腹部、胸部筋肉の筋電図信号から呼気、吸気を検出するよう構成することもできる。

この実施例では、第1の電磁弁2を開、第2の電磁弁5を閉として吸着床1に圧縮空気を導入する圧縮空気導入期間、第1、第2の電磁弁2、5を共に閉として圧縮空気の導入を停止させる停止期間および、第1の電磁弁2を開、第2の電磁弁5を閉として吸着床1の導入口1aをサイレンサ6を介して大気に開放する大気開放期間をもって吸着床1の1動作サイクルとし、この動作サイクルをセンサ11の出力に基づいて患者10の各呼吸サイクルに同期して行う。ここで、人の呼吸回数は1分間にほぼ15回、すなわち呼吸1サイクルが約4秒であるところから、圧縮空気導入期間は呼吸開始から0.4秒とし、停止期間は圧縮空気導入期間の終了時から1.2秒とし、大気開放期間は停止期間の終了時から次の呼吸サイクルにおける吸気開始までの時間とする。

以下、この実施例における各部の詳細な構成について説明する。

例えば、慢性呼吸不全患者が通常恒常流の酸素濃縮ガスを鼻カニューラを通して吸入する量は、平常で1ℓ/分～2ℓ/分の人が多い。したがって上記構成において、2ℓ/分の恒常流を発生させようとする、呼吸1サイクルが約4秒で、その呼気期間および吸気期間の時間比率がほぼ2:1であるから、呼吸1サイクルの吸気期間に約44ccの酸素濃縮ガスを生成する必要がある。

そこで、この実施例では、吸着床1の容量を約1300ccとしてこの吸着床1内に30～90メッシュの結晶ゼオライト分子篩より成る吸着剤を約900g充填すると共に、空気タンク3の容量を約1000ccとし、コンプレッサ4により呼吸1サイクル中の間(約4秒間)に700～1000mmHgの原料空気を3.5kg/cm<sup>2</sup>・ゲージに圧縮して、その圧縮空気を0.4秒間の圧縮空気導入期間において吸着床1内に送気するようにする。また、吸着床1での生成酸素ガスの回収率と利用率の向上を図るため、吸着床1で

産出される酸素濃縮ガスを生成ガス用サージタンク7に貯留すると共に、このサージタンク7内の酸素濃縮ガスをチェックバルブ8を介して患者10の吸気相の開始時に患者10に供給し、その後サージタンク7内に残っていたガスをバージガスとして吸着床1に逆流させる。かくして、チェックバルブ8におけるプッシュスルー圧力分を患者10に送出利用する酸素濃縮ガス量とバージ再生用のガス量との間の効果的バランスが得られるように調整する。すなわち、このプッシュスルー圧力を低くすると患者10の方へ得られるガス量が多くなってバージガス量が少なくなると共に、得られる酸素濃縮ガスの濃度が低下する。これに対し、プッシュスルー圧力を高くすると、患者10の方に得られるガス量が低下してバージガス量が多くなると共に、ガス濃度が高くなる。なお、この実施例における産出酸素ガスの回収率は約22%である。

次に、この実施例の動作を説明する。

センサ11の出力は増幅器12を経て制御部13に供給され、該制御部13においてセンサ11の出力に基

づいて患者10の順次の呼吸サイクルにおける吸気相の開始が検出される。制御部13は各呼吸サイクルにおいて吸気相の開始を検出した時点で、その検出時点から0.4秒（圧縮空気導入期間）の間第1の電磁弁2を開、第2の電磁弁5を閉にし、その後1.2秒（停止期間）の間第1、第2の電磁弁2、5を共に閉にした後、次の呼吸サイクルにおける吸気相の開始が検出されるまでの間（大気開放期間）第1の電磁弁2を閉、第2の電磁弁5を開とする。

一方、コンプレッサ4において圧縮された空気は空気タンク3に貯留され、圧縮空気導入期間において第1の電磁弁2を経て吸着床1内にその導入口1aから供給され、これによって生成される酸素濃縮ガスは吸着床1の排出口1bから生成ガス用サージタンク7に供給されて貯留される。このサージタンク7には、圧縮空気導入期間とそれに続く停止期間との間に酸素濃縮ガスが溜り、その圧力が急速に高まってチェックバルブ8のプッシュスルー圧力を超え、鼻カニューラ9を介して患者

10にその吸気相において送出される。その後、大気開放期間において第2の電磁弁5が開となり、吸着床1の導入口1aが第2の電磁弁5およびサイレンサ6を経て大気に開放されることにより、吸着床1内は吸着剤による通気抵抗によって生じていた圧力低下部が、大気開放により導入口1aの方から排出口1bの方向に進む。これにより、吸着床1での酸素ガスの産出が停止すると共に、今まで患者10の方に流出していた生成ガス用サージタンク7内の酸素濃縮ガスの圧力も低下し、これがプッシュスルー圧力以下になると患者10側への送出は止まり、酸素濃縮ガスは吸着床1の排出口1bよりバージガスとして吸着床1内に逆流する。したがって、この逆流は呼吸1サイクルが約4秒で、吸気開始から1.6秒を経過した後となるので、呼吸1サイクルの吸気期間と呼気期間の時間比率がほぼ1:2であることを考慮すると、各呼吸サイクルの呼気期間において行われることになる。

第2図はこの発明の第2実施例を示すものである。この実施例は、第1実施例のチェックバルブ

8に代えて電磁弁14を設け、この電磁弁14をセンサ11の出力に基づいて制御部13により各呼吸サイクルにおいてその吸気開始に同期して閉にすると共に、これを吸着床1の停止期間後に閉にすることによって、その開放時間により患者10に送出する酸素濃縮ガス量と吸着床1に逆流させるバージガス量を調整し得るようにしたもので、その他の構成は第1実施例と同様である。

なお、この発明は上述した実施例にのみ限定されるものではなく、幾多の変形または変更が可能である。例えば、圧縮空気導入期間および停止期間は、上述した0.4秒および1.2秒に限らず、呼吸サイクルの時間に応じて、例えば制御部13においてセンサ11の出力に基づいて順次の呼吸サイクルの時間を検出し、それに基づいて次の呼吸サイクルの時間を予測し、その時間に応じて自動的に調整することもできる。また、複数の吸着床を用い、その各々の導入口を第1の電磁弁を介して共通のコンプレッサに連結すると共に、第2の電磁弁を介して大気に開放し得るようにし、各吸着床の排

出口を共通の生成ガス用サージタンクに連結して、これら複数の吸着床を呼吸サイクルに同期して順次選択して同様に作動させることにより、各吸着床において吸着剤の再生に使用できる時間を長くするようにすることもできる。更に、上述した実施例においては生成ガス用サージタンク7および、チェックバルブ8や電磁弁14を用いたが、これらを省略して吸着床1の排出口1bから鼻カニューラ9を介して酸素濃縮ガスを患者10に直接供給するようにすることもできる。更にまた、上述した実施例では吸気の開始時に同期して吸着床1にコンプレッサ4からの圧縮空気を導入するようにしたが、生成された酸素濃縮ガスが人の鼻腔へ送りこまれるまでに生じる時間的遅れを少なくするために、人の呼気と吸気の間一般的に若干存在する呼吸気流停止期間を、センサ11の出力に基づいて制御部13で弁別して、吸気の開始に先立つ呼吸気流停止の開始時に圧縮空気の導入を開始するように制御しても良い。また、センサ11の出力に基づいて、呼気相の終わり部分から吸気相への転換

時点までの呼吸気流停止期間に、呼吸気流停止の開始時を起点とする遅れ信号を制御部13においてタイマにより作り出し、これにより鼻腔へ送りこまれる時間遅れを少なくするように、呼吸気流停止期間中の任意の一定時に圧縮空気の導入を開始して呼吸に同調させてもよい。

(発明の効果)

以上述べたように、この発明によれば人の吸気に同期して酸素濃縮ガスを発生させ、呼吸の期間すなわち酸素濃縮ガスを必要としない期間に吸着床をバージして再生をはかるようにしたので、酸素濃縮ガスを効率良く常に安定して生成でき、人の吸入利用効率を向上できると共に、装置全体も小型にできる。また、上述した実施例では、コンプレッサは呼吸1サイクルの間に約1000ccの空気を3.5kg/cm<sup>2</sup>・ゲージに圧縮する能力を有すればよいので、従来の恒常流産出型酸素濃縮装置に用いられるコンプレッサに比べその容量を1/3~1/6とすることができる。したがって、装置全体を安価にできる。

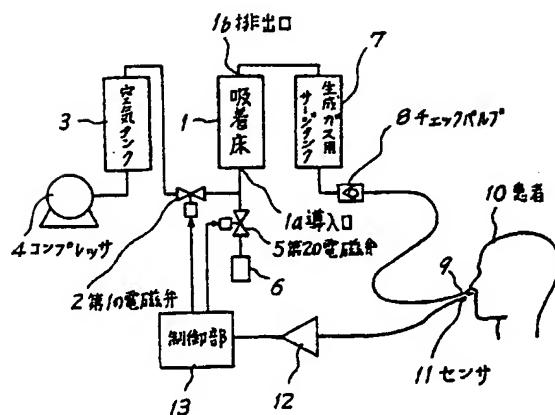
#### 4. 図面の簡単な説明

第1図はこの発明の第1実施例を示す図、

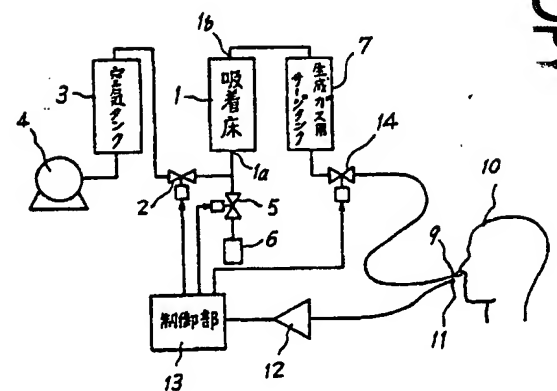
第2図は同じく第2実施例を示す図である。

- |               |          |
|---------------|----------|
| 1…吸着床         | 1a…導入口   |
| 1b…排出口        | 2…第1の電磁弁 |
| 3…空気タンク       | 4…コンプレッサ |
| 5…第2の電磁弁      | 6…サイレンサ  |
| 7…生成ガス用サージタンク |          |
| 8…チェックバルブ     | 9…鼻カニューラ |
| 10…患者         | 11…センサ   |
| 12…増幅器        | 13…制御部   |
| 14…電磁弁        |          |

第1図



第2図



CAT002442